

ОНКОЛОГИЯ ONCOLOGY

ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ СПОСОБА НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ ПРИ БАЗАЛЬНОКЛЕТОЧНОМ РАКЕ КОЖИ I СТАДИИ

Щербатых А.В.¹,
Белоногов А.В.^{1,2},
Толмачёв К.В.^{1,2}

¹ ФГБОУ ВО «Иркутский
государственный медицинский
университет» Минздрава России
(664003, г. Иркутск, ул. Красного
восстания, 2, Россия)

² ГБУЗ «Областной онкологический
диспансер» (664032, г. Иркутск,
ул. Фрунзе, д. 32, Россия)

Автор, ответственный за переписку:
**Толмачёв Константин
Викторович**
e-mail: mako-tolmachevs@mail.ru

РЕЗЮМЕ

Обоснование. В работе представлено описание методики проведения низкоинтенсивной фотодинамической терапии (НФДТ). При лечении поверхностного базальноклеточного рака кожи (БКРК) I стадии по системе AJCC 8-го пересмотра (2017 г.) оценен результат наружного применения препарата «Фотодитазин-гель»[®] или раствора «Фотодитазин»[®] для внутривенного введения. НФДТ является выбором метода лечения в условиях медицинских организаций, не имеющих лазерного оснащения, специализированного помещения или возможности дистанционного контроля лечения (на отдаленных территориях). Может быть применен в дополнение к другим способам лечения.

Цель. Теоретически обосновать применение аппарата НФДТ с препаратами «Фотодитазин»[®] и «Фотодитазин-гель»[®] для лечения поверхностного БКРК.

Материалы и методы. Разработанный аппарат состоит из следующих элементов: аккумулятор, плата контроля, DC-DC преобразователь напряжения, микроконтроллер, драйвер и светодиодная матрица. Механизм работы аппарата базируется на классическом методе фотодинамической терапии (ФДТ), имея при этом ключевые отличия: автоматический режим (без необходимости ручной настройки), низкую выходную мощность излучения (благодаря чему не происходит истощение кислорода в опухолевой ткани), возможность работы в условиях, не приспособленных для стандартной ФДТ.

Заключение. Способ лечения НФДТ позволит снизить стоимость лечения поверхностного БКРК I стадии, сохранив при этом эффективность уже существующего стандартного метода ФДТ.

Ключевые слова: базальноклеточный рак кожи (БКРК), низкоинтенсивная фотодинамическая терапия (НФДТ), фотосенсибилизатор (ФС), препараты «Фотодитазин»[®], «Фотодитазин-гель»[®]

Статья поступила: 08.10.2025
Статья принята: 20.05.2026
Статья опубликована: 23.07.2026

Для цитирования: Щербатых А.В., Белоногов А.В., Толмачёв К.В. Обоснование применения способа низкоинтенсивной фотодинамической терапии при базальноклеточном раке кожи I стадии. *Acta biomedica scientifica*. 2026; 11(3): 88-96. doi: 10.29413/ABS.2026-11.3.11

RATIONALE FOR THE USE OF LOW-INTENSITY PHOTODYNAMIC THERAPY IN STAGE I BASAL CELL SKIN CARCINOMA

**Shcherbatykh A.V.¹,
Belonogov A.V.^{1,2},
Tolmachev K.V.^{1,2}**

¹ Irkutsk State Medical University
(Krasnogo Vosstaniya Str., 2, Irkutsk
664003, Russian Federation)

² Regional Oncology Dispensary
(Frunze Str., 32, Irkutsk 664032, Russian
Federation)

Corresponding author:
Konstantin V. Tolmachev
e-mail: mako-tolmachevs@mail.ru

ABSTRACT

Background. The paper describes a method of low intensity photodynamic therapy (LIPDT) for the treatment of superficial basal cell skin cancer (SBCSC) stage I using topical application of the photosensitizer Photoditazine gel[®] or intravenous Photoditazine[®] solution. LIPDT is the treatment of choice in medical organizations lacking laser equipment, specialized facilities, or for remote use (in distant areas). It can also be used as an adjunct to other treatment methods.

Aim. To provide a theoretical rationale for the use of a LIPDT device with Photoditazine[®] and Photoditazine gel[®] for the treatment of SBCSC.

Materials and methods. The developed device consists of the following elements: a battery, a control board, a DC-DC voltage converter, a microcontroller, a driver, and an LED matrix. The mechanism of the device is based on the classical PDT method but has several key differences: automatic mode (eliminating the need for manual adjustment), low output radiation power (which prevents oxygen depletion in tumor tissue), and the ability to function under conditions unsuitable for standard PDT.

Conclusion. The proposed LIPDT method for treating stage I SBCSC will reduce treatment costs while maintaining the effectiveness of the existing standard PDT method.

Key words: basal cell skin cancer (BCSC), low-intensity phototherapy therapy (LIPDT), photosensitizer (PS), Photoditazine[®], Photoditazine-gel[®]

Received: 08.10.2025
Accepted: 20.05.2026
Published: 23.07.2026

For citation: Shcherbatykh A.V., Belonogov A.V., Tolmachev K.V. Rationale for the use of low-intensity photodynamic therapy in stage I basal cell skin carcinoma. *Acta biomedica scientifica*. 2026; 11(3): 88-96. doi: 10.29413/ABS.2026-11.3.11

ВВЕДЕНИЕ

В 2023 г. в Российской Федерации на учет поставлено 76 081 пациент со злокачественными новообразованиями (ЗНО) кожи (исключая меланому) с впервые в жизни установленным диагнозом ЗНО, которые таким образом, заняли первое место среди онкологических заболеваний по выявляемости, на втором месте – ЗНО молочной железы (74 008 пациентов). За период с 2013 по 2023 гг. распространенность ЗНО кожи выросла на 18,3 % [1]. Технология фотодинамической терапии (ФДТ) успешно используется для лечения различных предопухолевых заболеваний и злокачественных новообразований [2-4].

Однако продолжается поиск оптимального воздействия на опухоль для достижения радикальности процедуры, а также большое значение имеет снижение интенсивности воздействия, учитывая, что боль остается наиболее распространенным побочным эффектом [5].

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Теоретически обосновать применение аппарата низкоинтенсивной фотодинамической терапии (НФДТ) с препаратами «Фотодитазин»® и «Фотодитазин-гель»® для лечения поверхностного базальноклеточного рака кожи (БКРК), который позволит снизить стоимость лечения, упростить манипуляцию, сохранив при этом эффективность фотодинамической терапии.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Разработанный аппарат состоит из следующих элементов: аккумулятор, плата контроля, DC-DC преобразователь напряжения, микроконтроллер, драйвер и светодиодная матрица. Механизм работы аппарата базируется на классическом методе ФДТ, имея при этом ключевые отличия: автоматический режим (без необходимости ручной настройки), низкую выходную мощность излучения (благодаря чему не происходит истощение кислорода в опухолевой ткани), возможность работы в условиях, не приспособленных для стандартной ФДТ.

Отличие НФДТ от традиционной лазерной ФДТ заключается в том, что НФДТ проводят светодиодным излучателем на основе одиночного светодиода или светодиодной матрицы, состоящей из нескольких светодиодов с автономным питанием от литий-ионного аккумулятора (Power bank).

Метод НФДТ для пациентов со злокачественными новообразованиями реализуется путём нанесения «Фотодитазин-гель»® или внутривенным введением «Фотодитазин»® и воздействием на зону опухолевого роста световым излучением с длиной волны в диапазоне поглощения ФС, с плотностью энергии облучения от 300 до 600 Дж/см². Площадь облучаемого поля

выбирается равной площади опухоли с захватом 0,5 мм по окружности за пределы клинически выраженной опухоли.

На практике использовался «Фотодитазин-гель»® – пенетратор светового излучения 0,5 %, 1 мл. Препарат предназначен для усиления проникающего воздействия источника световой энергии, используемой в фототерапии, в том числе фотодинамической терапии при различных видах светового воздействия. Гель наносился наружно в виде аппликации на кожу за 30 минут до светового воздействия из расчета 1 мл геля на 3–5 см² обрабатываемой поверхности. Через 30 минут нанесенный гель удалялся смоченным дистиллированной водой ватным тампоном, далее производилось световое воздействие.

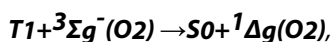
Сеанс облучения осуществляется с помощью светодиодных излучателей, обеспечивающих световой поток в диапазоне длин волн 650 нм.

НФДТ проводят светодиодным излучателем с длиной волны излучения 650 нм с автономным питанием от портативного аккумулятора типа “Power bank”. Размер светодиодного излучателя выбирают в соответствии с площадью облучаемого поля равной площади опухоли по окружности, выходя за пределы клинически выраженной опухоли на 5 мм. Светодиодный излучатель (матрица) фиксируется на поверхности опухоли с помощью стандартных способов фиксации (лейкопластырь, фиксирующая повязка), с возможностью свободного передвижения пациента во время сеанса и самообслуживания.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Разработанный способ НФДТ основан на световом воздействии на злокачественные клетки после нанесения на поверхность или введения в организм фотосенсибилизаторов (ФС) – веществ, повышающих чувствительность опухолевых тканей к свету. Процесс НФДТ можно разделить условно на следующие этапы: введение ФС в организм, преимущественное накопление ФС в области опухоли, возбуждение ФС в области интереса НФДТ с формированием активных продуктов, гибель клеток, деструкция ткани, выведение ФС и заживление раны. Преимущественное накопление ФС в опухоли является специфическим свойством используемых фотосенсибилизаторов и основано на различии окислительных процессов в раковых клетках и в здоровых тканях. Возбуждение ФС происходит при облучении области опухоли с накопленным ФС светом с длиной волны, соответствующей полосе оптического поглощения ФС. Энергия возбуждения ФС передается молекулам кислорода, содержащегося в клетках опухоли, переводя его из основного триплетного квантового состояния в синглетное состояние с образованием активной формы кислорода. Синглетный кислород (СК) обладает высокой реакционной способностью и окисляет молекулы клетки, приводя к их гибели, некрозу опухолевой ткани. В этом и состоит суть ФДТ и НФДТ.

Процесс фотодинамической терапии можно описать следующей реакцией:



где $T1$ — ФС в возбужденном триплетном состоянии, в которое он перешел в результате светового воздействия в полосе поглощения; ${}^3\Sigma_g^-(O_2)$ — молекулярный кислород в основном триплетном состоянии в клетках опухолевой ткани; $S0$ — ФС в основном синглетном состоянии, в которое он перешел после взаимодействия с кислородом; ${}^1\Delta_g(O_2)$ — молекулярный кислород в возбужденном активном синглетном состоянии после взаимодействия с ФС.

Кислород в синглетном состоянии ${}^1\Delta_g(O_2)$, имея спаренные электроны на одной орбитали и вакантную вторую орбиталь, легко взаимодействует с обогащенными электронами молекулами [6]. Сам ФС вызывает повреждения в определенных частях клеток вызывая апоптоз, некроптоз, аутофагию и параптоз, которые могут возникать вследствие повреждения митохондрий, лизосом, эндоплазматического ретикула [7]. Важным фактором для общей эффективности терапии является баланс между этими процессами [8].

При интенсивном световом облучении основное ФДТ действие производится в самом начале лазерного облучения, когда в генерации синглетных состояний участвует максимальное число молекул кислорода. В дальнейшем оба фактора (интенсивный расход кислорода в виде его активных форм и медленная диффузия свободного кислорода в области фотореакций) неизбежно приводят к уменьшению концентрации кислорода вблизи молекул ФС. Это приводит к ослаблению фотодинамического эффекта, и, следовательно, снижает эффективность лечения. Исследования, проведенные в ряде работ, (например, [4]) подтвердили, что генерация СК в ходе ФДТ может привести к истощению фотохимического кислорода в опухоли, что приводит к локальной гипоксии и снижает эффективность лечения.

Скорость поступления кислорода в ткань после его расхода в результате фотодинамической реакции сравнительно низкая. На практике для различных тканей разброс величин постоянной времени оксигенации тканей составляет приблизительно от двух до восьми секунд [9].

В связи с этим решение проблемы дезоксигенации тканей в зоне светового воздействия возможно за счет снижения плотности мощности светового воздействия с одновременным увеличением времени воздействия для достижения необходимой суммарной энергии облучения. Решение проблемы дезоксигенации тканей при ФДТ в области светового воздействия может быть достигнуто при заведомо низких уровнях светового воздействия, при которых восполнение содержания кислорода в тканях поддерживается на должном уровне из-за низкой скорости его преобразования и увеличения времени его перехода в активное синглетное состояние.

Способ НФДТ позволяет упростить процедуру ФДТ, снизить риск термического повреждения зоны облучения, исключить повреждения оптоволоконного кабеля при использовании лазерного ФДТ. Постоянный контроль врача за текущим состоянием в зоне облучения позволяет проводить терапию амбулаторно с использованием автономного источника питания, а также дистанционно контролировать лечение. Метод не требует специальных помещений (специального покрытия стен: защита от светоотражения), защиты глаз светофильтрами, в отличие от ФДТ при использовании лазерных источников излучения.

Ввиду низкой интенсивности излучения светоизлучающих диодов по сравнению с лазерами в НФДТ требуется увеличивать интервал времени лечебного воздействия после нанесения ФС, в то же время использование НФДТ снижает вероятность термического повреждения окружающих тканей.

Скорость и активность накопления ФС в опухоли для разных типов ФС по сравнению с окружающими тканями может быть больше в 3–10 раз, в зависимости от вида опухоли и типа ФС.

ФС второго поколения, которые часто используются в медицине, такие как «Фотодитазин»® для внутривенного введения и «Фотодитазин-гель»® для наружного нанесения, разработанные российскими компаниями, относятся к хлориновому ряду. «Фотодитазин»® представляет собой ди-N-метилглюкаминую соль хлорина Е6 и является производным хлорофилла *a* [10]. «Фотодитазин»® получают из биомассы микроводоросли *Spirulina platensis* с получением хлорина Е6.

«Фотодитазин»® обладает высокой фотодинамической активностью для образования синглетного кислорода и имеет некоторые преимущества по сравнению с другими ФС второго поколения. Достоинства препарата при проведении ФДТ практически исключают повреждающее действие здоровых органов и тканей, а также повреждение светом кожных покровов [11].

Мощность светодиодного излучателя и время облучения задается таким образом, чтобы обеспечить суммарную плотность энергии облучения 300–600 Дж/см² в зависимости от показаний. На рисунке 1 показано соотношение спектров ФД и препарата «Фотодитазин»®.

Ключевым параметром для расчета световой дозы облучения является плотность энергии облучения, то есть суммарная энергия светового излучения, попадающая на единицу площади облучаемой патологической ткани в области опухоли.

Доза облучения рассчитывается по формуле:

$$E = P \cdot t, \quad (1)$$

где E — суммарная энергия облучения в Дж, P — мощность излучения светодиодного излучателя в Вт, t — время облучения (экспозиция) в сек.

Для нахождения плотности энергии облучения (Q) необходимо полученную дозу облучения

разделить на площадь (S) светового пятна на облучаемой поверхности

$$Q=E/S=P*t/S. \quad (2)$$

Соответственно, для расчета времени облучения (t в секундах) можно использовать следующую формулу:

$$t=Q*S/P, \quad (3)$$

где Q — плотность энергии облучения (доза) в Дж/см², S — площадь светового пятна на облучаемой поверхности в см², P — мощность излучения светодиода в Вт.

В таблице 1 представлена зависимость облучаемой дозы светового излучения в зависимости от времени и мощности излучателя при совпадении площади светового пятна и площади опухоли.

Для получения ключевого параметра плотности энергии облучения необходимо значение суммарной дозы E в Дж из таблицы разделить на площадь облучаемой поверхности ткани в области локализации опухоли.

В случае несовпадения размера светового пучка с размером опухоли возможны два случая: опухоль меньше, чем размер пятна, опухоль больше, чем размер пятна.

В случае, когда размер опухоли меньше размера светового пятна необходимо провести расчет дозы облучения опухоли по следующей формуле:

$$E_{on}=E_{ob}*S_{cb.n}/S_{onyx}, \quad (4)$$

где E_{on} — доза облучения, полученная участком опухоли, E_{ob} — общая доза облучения из таблицы, $S_{cb.n}$ — площадь светового пучка, S_{onyx} — площадь опухоли.

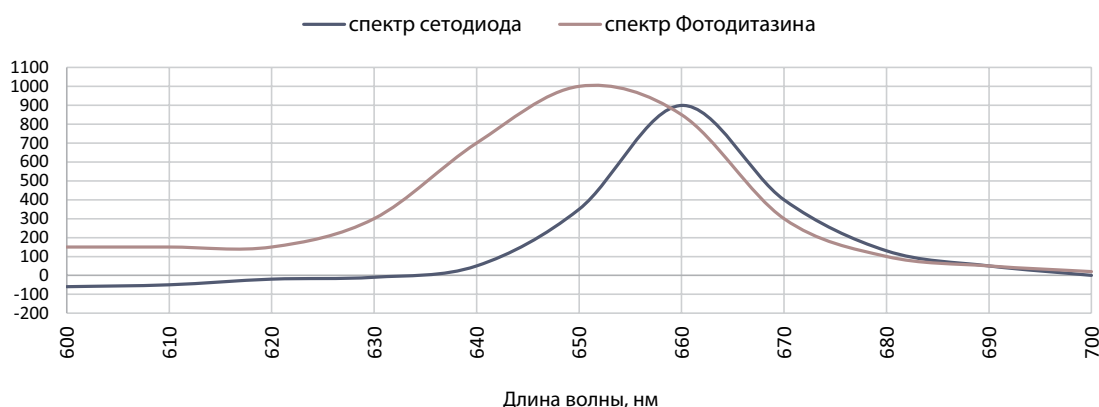


РИС. 1.
Соотношение спектров излучения ФД и спектра поглощения препарата «Фотодитазин»®

FIG. 1.
Spectral correlation between the LED emission spectrum and the Photoditazine® absorption spectrum

ТАБЛИЦА 1
ЗАВИСИМОСТЬ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ОТ ВРЕМЕНИ И МОЩНОСТИ ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ СОВПАДЕНИИ ПЛОЩАДИ СВЕТОВОГО ПЯТНА И ПЛОЩАДИ ОПУХОЛИ

TABLE 1
DEPENDENCE OF THE IRRADIATION DOSE ON EXPOSURE TIME AND EMITTER POWER WHEN THE LIGHT SPOT AREA MATCHES THE TUMOR AREA

Мощность, мВт →		5	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Время, сек ↓	Время, мин	Доза, Дж										
60	1	0,3	0,6	1,2	1,8	2,4	3	3,6	4,2	4,8	5,4	6
300	5	1,5	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30
600	10	3	6	12	18	24	30	36	42	48	54	60
900	15	4,5	9	18	27	36	45	54	63	72	81	90
1200	20	6	12	24	36	48	60	72	84	96	108	120
1500	25	7,5	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150
1800	30	9	18	36	54	72	90	108	126	144	162	180
2100	35	10,5	21	42	63	84	105	126	147	168	189	210
2400	40	12	24	48	72	96	120	144	168	192	216	240

Плотность энергии облучения (плотность дозы) Q в этом случае может быть рассчитана по формуле:

$$Q = E_{об} / S_{об}, \quad (5)$$

либо по формуле:

$$Q = E_{об} / S_{св.л.} \quad (6)$$

Если размер светового пятна меньше размера опухоли, то расчет дозы можно проводить только для той части опухоли, для которой проводилось облучение по формуле 6. Возможно перемещение светового пятна по опухоли для проведения следующей процедуры облучения, что приведет к суммированию доз облучения $E_{об} = E_{об1} + E_{об2}$, при этом удельная доза облучения может быть рассчитана по формуле $E_{об} / S_{св.л.} = (E_{об1} + E_{об2}) / (S_{св.л.1} + S_{св.л.2})$.

Пример № 1. При размере опухоли до 1 см ($E = 200$ Дж/см²) и мощности светодиода 0,05 Вт получается плотность мощности (P).

$$0,05 \text{ Вт} / 0,78 \text{ см}^2 = 0,064 \text{ Вт/см}^2.$$

$$\text{Вт/см}^2 = 3125 \text{ сек или } 52 \text{ мин.}$$

Расчет времени (t) процедуры НФДТ от диаметра (D) и площади (S) светового пятна при заданной плотности энергии облучения (Q) и мощности светодиода 0,07 Вт (табл. 2).

Действующее вещество препарата «Фотодитазин»® (хлорина Е6 димеглюмин) избирательно накапливается в опухолевых клетках. При последующем облучении

монохроматическим светом с длиной волны 650–670 нм опухолевого очага возникает фотосенсибилизирующий эффект, заключающийся в генерации в опухолевой ткани активных форм синглетного кислорода и других свободных радикальных частиц, приводящих к структурно-функциональным изменениям в клетках опухоли и к их гибели.

После окончания нанесения фотопрепарата, продолжительность определяется рассчитанной нагрузкой (табл. 2).

Светоизлучающее устройство на основе матрицы светодиодов и блока питания схематично представлено блок-схемой, изображенной на рисунке 2. Для электропитания устройства используется литий-ионный аккумулятор (1). Для заряда и контроля работы аккумулятора используется плата контроля (2) зарядки/разрядки аккумулятора. Для повышения и поддержания на одном уровне напряжения с аккумулятора используется повышающий DC-DC преобразователь (3). Микроконтроллер (4) генерирует ШИМ – сигнал, который подается на драйвер (5) для регулировки работы излучателя (светодиодной матрицы) (8). Режим работы излучателя задается с помощью кнопок управления (7) и отображается на дисплее (6).

Светоизлучающая матрица состоящая, по меньшей мере, из четырёх светодиодов, смонтирована на радиаторе охлаждения и помещена в пластиковый корпус (рис. 3), который имеет проушины для закрепления излучателя на теле пациента посредством эластичных ремней или лейкопластыря. В корпусе излучателя

ТАБЛИЦА 2
РАСЧЕТ ВРЕМЕНИ (t) ПРОЦЕДУРЫ НФДТ

Плотность дозы Дж/см ²	100	200	300	400	500	600
Диаметр светового пятна, см	Время облучения, мин.					
0,5	7	13	20	26	33	39
0,6	9	19	28	38	47	57
0,7	13	26	38	51	64	77
0,8	17	33	50	67	84	100
0,9	21	42	64	85	106	127
1,0	26	52	79	105	131	157
1,1	32	63	95	127	158	190
1,2	38	75	113	151	188	226
1,3	44	88	133	177	221	265
1,4	51	103	154	205	256	308
1,5	59	118	177	236	294	353
1,6	67	134	201	268	335	402
1,7	76	151	227	302	378	454
1,8	85	170	254	339	424	509
1,9	94	189	283	378	472	567
2,0	105	209	314	419	523	628

TABLE 2
CALCULATION OF THE LIPDT PROCEDURE TIME (t)

с внешней стороны имеются отверстия для отвода тепла от радиатора и отверстие для кабеля питания светодиодов.

Светоизлучающая матрица с помощью гибкого кабеля подключается к блоку питания и управления, внешний вид которого представлен на рисунке 3. Драйвер обеспечивает стабилизацию тока на светодиодах и под управлением микроконтроллера подает на светодиоды импульсы тока с заданной частотой.

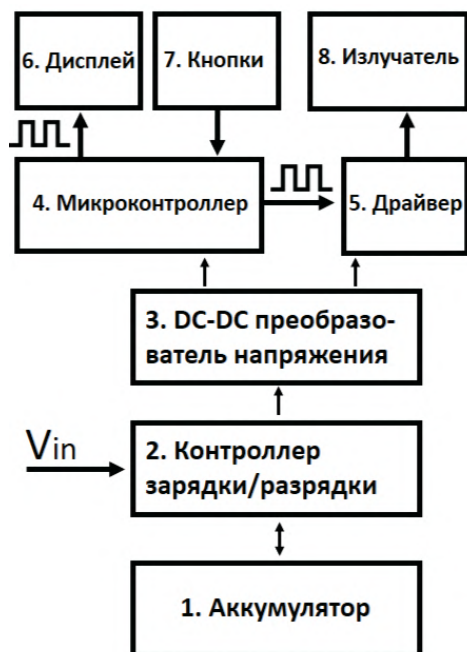


РИС. 2.
Блок-схема светоизлучающего устройства на основе матрицы светодиодов и блока питания

FIG. 2.
Block diagram of a light-emitting device based on an LED matrix and a power supply

Микроконтроллер осуществляет управление режимами излучения светодиодов путем подачи управляющих сигналов на драйвер в режиме широтно-импульсной модуляции, обеспечивая излучение светодиодов в импульсном режиме с регулируемой частотой. Это позволяет проводить процедуры лечения в оптимальном режиме, снижая тепловую нагрузку на зону облучения и выбирая частоту и мощность облучения пораженных участков по методике с наиболее эффективным лечебным эффектом.

В блоке питания имеются кнопки управления для задания режима излучения, параметры которого отображаются на встроенном дисплее (рис. 4).

Таким образом, предлагаемое устройство позволяет проводить лечение методом НФДТ новообразований кожи с получением хорошего косметического эффекта.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный новый способ лечения (НФДТ), позволит снизить стоимость лечения у больных с I стадией БКРК, упростив манипуляцию, сохранив при этом эффективность, соизмеримую с общепринятыми методами. Не требует оборудования специальных помещений и стен со светоотражающим покрытием.

НФДТ является выбором метода лечения в условиях медицинских организаций, не имеющих лазерного оснащения, и может быть применена в дополнение к ФДТ при первично-множественных процессах, а также использоваться для дистанционного контроля в условиях хосписа, с применением нескольких светодиодов одновременно.

Конфликт интересов

Авторы данной статьи сообщают об отсутствии конфликта интересов.

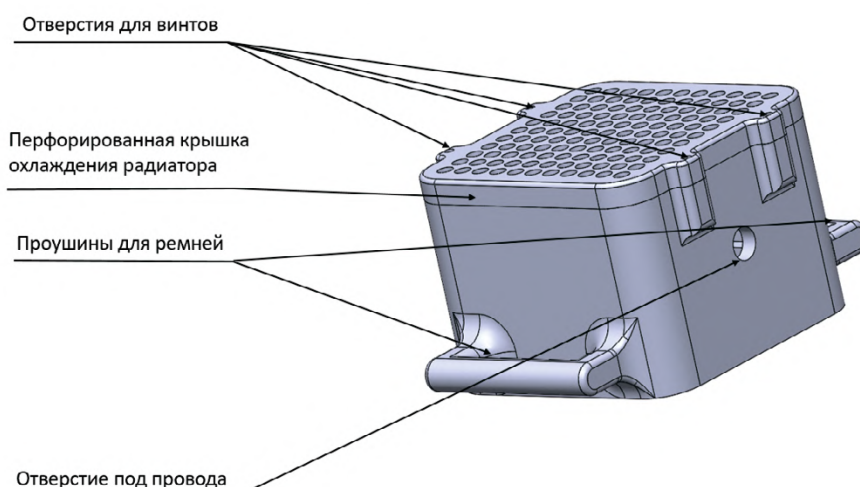


РИС. 3.
Светоизлучающая матрица на основе светодиодов для проведения НФДТ

FIG. 3.
Light-emitting matrix based on LEDs for LIPDT

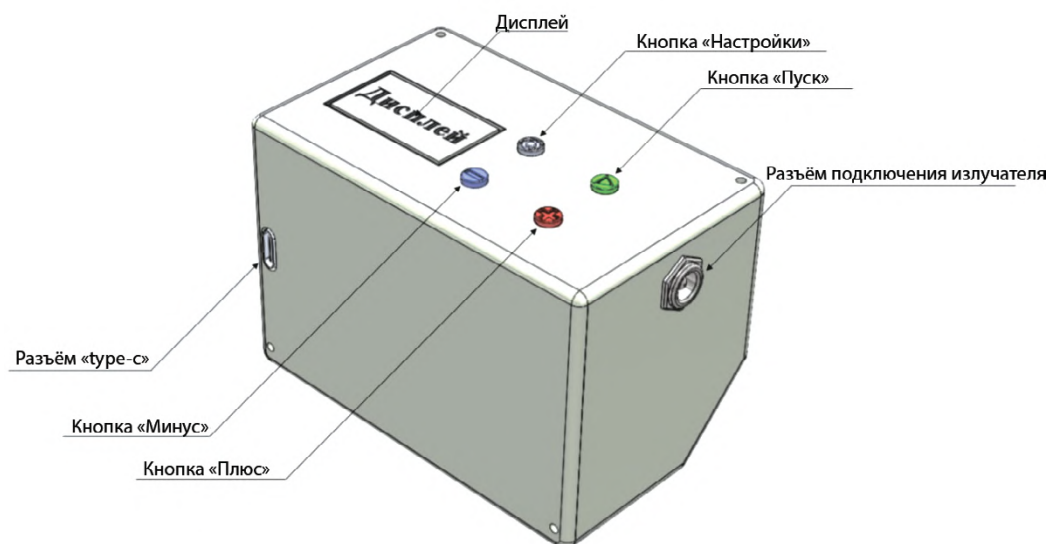


РИС. 4.

Изображение блока питания и управления для излучателя на основе светодиодов для проведения НФДТ

FIG. 4.

Power supply and control unit for the LED-based emitter for LIPDT

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Каприн А.Д., Старинский В.В., Шахзадова А.О. Состояние онкологической помощи населению России в 2023 году. М., 2024: 262 с. [Kaprina AD, Starinsky VV, Shakhzadova AO. *Cancer care for the population of Russia in 2023*. Moscow, 2024: 262 p. (In Russ.)].
2. Lyle RE, Tran LH, Eisen DB. Innovations in Actinic Keratosis. *Dermatologic Clinics*. 2025; 43(1): 77-94. doi: 10.1016/j.det.2024.08.006
3. Jing Y, et al. Clinical efficacy of photodynamic therapy of oral potentially malignant disorder. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2024; 46: 104026. doi: 10.1016/j.pdpdt.2024.104026
4. Wang Y, et al. Clinical evaluation of photodynamic therapy for oral leukoplakia: a retrospective study of 50 patients. *BMC Oral Health*. 2024; 24(1): 9. doi: 10.1186/s12903-023-03791-5
5. Решетов И.В., Коренев С.В., Романко Ю.С. Современные аспекты фотодинамической терапии при базальноклеточном раке кожи. *Biomedical Photonics*. 2022; 11(3): 35-39. [Reshetov IV, Korenev SV, Romanko YuS. Modern aspects of photodynamic therapy of basal cell skin cancer. *Biomedical Photonics*. 2022; 11(3): 35-39. (In Russ.)]. doi: 10.24931/2413-9432-2022-11-3-35-39
6. Timoshinko V. Singlet Oxygen Generation and Detection for Biomedical Applications. *Sensors for Environment, Health and Security*. 2009: 295–309. doi: 10.1007/978-1-4020-9009-7_19
7. Снарская Е.С., Молочков В.А. Базалиома. Москва: Общество с ограниченной ответственностью «ПРАКТИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА». 2018: 184 с. [Snarskaya ES, Moloch-

kov VA. *Basalioma*. Moscow: Limited Liability Company "PRACTICAL MEDICINE", 2018: 184 p. (In Russ.)].

8. Решетов И.В., Коренев С.В., Романко Ю.С. Формы гибели клеток и мишени при фотодинамической терапии. *Сибирский онкологический журнал*. 2022; 21(5): 149-154. [Reshetov IV, Korenev SV, Romanko YuS. Forms of cell death and targets at photodynamic therapy. *Siberian Journal of Oncology*. 2022; 21(5): 149–154. (In Russ.)]. doi: 10.21294/1814-4861-2022-21-5-149-154

9. Ишемгулов А.Т. Длительная люминесценция молекул сенсibilизаторов в тканях при фотодинамическом действии. Дисс. на соиск. степени канд. физ.-мат. наук. Москва, 2018; 123. [Ishemgulov AT. Long-term luminescence of sensitizer molecules in tissues under photodynamic action. Diss. for the degree of Cand. Sci. (Phys. and Mathematics). Moscow, 2018; 123. (In Russ.)].

10. Пономарев Г.В., Решетников А.В., Гусева-Донская Т.Н. и др. Способ получения водорастворимых хлоринов. – Патент РФ № 2144538. от 20 января 2000 г. [Ponomarev GV, Reshetnikov AV, Guseva-Donskaya TN, et al. Method for producing water-soluble chlorins. – Russian Federation Patent No. 2144538. dated January 20, 2000. (In Russ.)].

11. Загайнова Е.В., Ширманова М.В., Сироткина М.А. и др. Мониторинг накопления фотосенсибилизаторов в опухоли методом диффузионной и флуоресцентной томографии. *РБЖ*. 2008; 7(4): 30–5. [Zagainova EV, Shirmanova MV, Sirotkina MA, et al. Monitoring photosensitizer accumulation in tumors by diffuse fluorescence tomography. *Russian Journal of Biological Sciences*. 2008; 7(4): 30–5. (In Russ.)].

Сведения об авторах

Щербатых Андрей Викторович – доктор медицинских наук, профессор, ректор ФГБОУ ВО «Иркутский государственный медицинский университет» Минздрава России; e-mail: irkutskii@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1990-1207>

Белогов Александр Викторович – доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры онкологии и лучевой терапии ФГБОУ ВО «Иркутский государственный медицинский университет» Минздрава России; врач-эндоскопист эндоскопического отделения ГБУЗ «Областной онкологический диспансер»; e-mail: belonogov1962@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9522-217X>

Толмачёв Константин Викторович – ассистент кафедры онкологии и лучевой терапии ФГБОУ ВО «Иркутский государственный медицинский университет» Минздрава России; врач-онколог отделения хирургических методов лечения опухолей головы и шеи ГБУЗ «Областной онкологический диспансер»; e-mail: mako-tolmachevs@mail.ru <https://orcid.org/0000-0002-1974-8647>

Information about the authors

Andrey V. Shcherbatykh – Dr. Sc. (Med.), Professor, Rector of the Irkutsk State Medical University; e-mail: irkutskii@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1990-1207>

Aleksandr V. Belonogov – Dr. Sc. (Med.), Professor, Professor of the Department of Oncology and Radiation Therapy, Irkutsk State Medical University; endoscopist of the endoscopic department of the Regional Oncology Dispensary; e-mail: belonogov1962@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9522-217X>

Konstantin V. Tolmachev – oncologist of the Department of surgical methods of treatment of tumors of the head and neck, Regional Oncology Dispensary; Assistant of the Department of Oncology and Radiation Therapy, Irkutsk State Medical University; e-mail: mako-tolmachevs@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1974-8647>